

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-178086

(43)Date of publication of application : 18.07.1995

(51)Int.Cl. A61B 8/00
A61B 8/06

(21)Application number : 05-322799

(71)Applicant : TOSHIBA CORP
TOSHIBA MEDICAL ENG CO LTD

(22)Date of filing : 21.12.1993

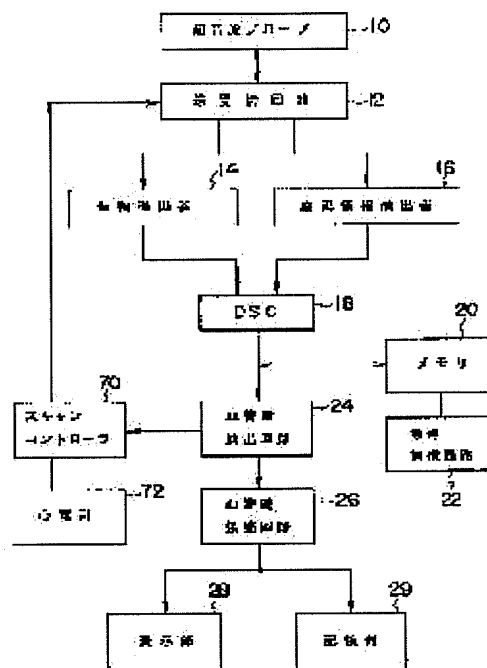
(72)Inventor : MIYAJIMA YASUO
SHIKI EIICHI
HIRAMA MAKOTO
ABE YASUHIKO

(54) METHOD FOR ULTRASONIC DIAGNOSIS AND SYSTEM THEREFOR

(57)Abstract:

PURPOSE: To perform three-dimensional display of a blood vessel wall by determining a bloodstream distribution image of each slice of an examinee to be inspected from Doppler information of ultrasonic echo, extracting therefrom the blood vessel wall certainly, connecting correctly vessel walls together which belong to the same blood vessel for all slices.

CONSTITUTION: A motion compensating circuit 22 compensates distortion due to motion of a bloodstream distribution image. A blood vessel wall extracting circuit 24 extracts the vessel wall in accordance with the degree of expansion of the flow speed distribution, in the case the blood vessel is thick and free of turbulent flow, and extracts the edge of the bloodstream distribution image as the vessel wall in the case the blood vessel is thin and free of turbulent flow or the one is with turbulence. A blood vessel wall connecting circuit 26 judges whether the vessel walls belong to the same vessel or the vessel is diverging or intersecting in accordance with the vessel diameter, flow speed, rate of flow, flow direction, intra-vessel speed change pattern, intra-vessel speed distribution, etc.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-178086

(43) 公開日 平成7年(1995)7月18日

(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 B 8/00

8/06

識別記号

庁内整理番号

9361-4C

9361-4C

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数11 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願平5-322799

(22) 出願日 平成5年(1993)12月21日

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(71) 出願人 000221214

東芝メディカルエンジニアリング株式会社

栃木県大田原市下石上1385番の1

(72) 発明者 宮島 泰夫

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会

社東芝那須工場内

(72) 発明者 志岐 栄一

栃木県大田原市下石上1385番の1 東芝メ

ディカルエンジニアリング株式会社内

(74) 代理人 弁理士 鈴江 武彦

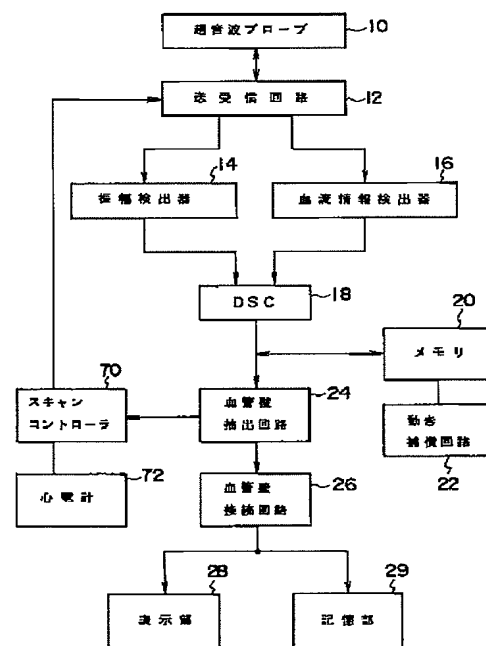
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断方法

(57) 【要約】

【目的】本発明は、超音波エコーのドプラ情報から被検体の各スライスの血流分布像を求め、これから血管壁を確実に抽出し、全スライスにおいて同一血管に属する血管壁どうしを正しく接続して血管壁の3次元表示を行なうものである。

【構成】動き補償回路22は血流分布像の動きによる歪みを補償する。血管壁抽出回路24は乱流のない太い血管については流速分布の広がり程度に応じて血管壁を抽出し、乱流のない細い血管及び乱流のある血管については血流分布像の縁を血管壁として抽出する。血管壁接続回路26は血管径、血流速、血流量、血流方向、血管内の速度変化パターン、血管内の速度分布等に応じて血管壁が同一の血管に属するか、または血管が分岐、または交差しているかを判定する。



(2)

特開平7-178086

1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波を用いて被検体の複数スライスの血流分布像を求める手段と、

前記複数スライスの血流分布像の各々から血管壁を抽出する手段と、

抽出された血管壁を合成して血管壁の3次元表示を行なう手段とを具備し、

前記抽出手段は乱流のない太い血管については流速分布の広がり程度に応じて血管壁を抽出し、乱流のない細い血管及び乱流のある血管については血流分布像の縁を血管壁として抽出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 前記抽出手段は中心部は速度分布の狭い速い流れであり、周辺部は速度分布の広い遅い流れであることに基づいて血管壁を判定することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】 超音波を用いて被検体の複数スライスの血流分布像を求める手段と、

前記複数スライスの血流分布像の各々から血管壁を抽出する手段と、

抽出された血管壁を合成して血管壁の3次元表示を行なう合成手段とを具備し、

前記合成手段は血管径、血流速、血流量、血流方向、血管内の速度変化パターン、血管内の速度分布の少なくとも一つに応じて前記血管壁が同一の血管に属するか否かを判定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】 超音波を用いて被検体の複数スライスの血流分布像を求める手段と、

前記複数スライスの血流分布像の各々から血管壁を抽出する手段と、

抽出された血管壁を合成して3次元表示を行なう合成手段とを具備し、

前記合成手段は血管径、血流速、血流量、血流方向、血管内の速度変化パターン、血管内の速度分布の少なくとも一つに応じて血管が分岐、または交差しているか否かを判定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】 超音波を用いて被検体の複数スライスの血流分布像を求め、複数スライスの血流分布像を合成して血管壁を3次元表示する超音波診断装置において、

全時相の速度情報が得られるように心拍に同期したスローモーションスキューンを行ない動脈の血流分布像を求めることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】 超音波を用いて被検体の複数スライスの血流分布像を求め、複数スライスの血流分布像を合成して血管壁を3次元表示する超音波診断方法において、

まず、スライス間隔、走査線密度を血管の概要が把握できる程度に粗く設定して被検体を走査し血流像を得て、次に、スライス間隔、走査線密度を細かく設定して血管付近のみを走査することを特徴とする超音波診断方法。

【請求項7】 超音波を用いて被検体の複数スライスの血流分布像を求め、複数スライスの血流分布像を合成し

2

て血管壁を3次元表示する超音波診断装置において、反射波の3次元相関による3次元移動ベクトルに基づいて被検体の動きを検出して、検出された被検体の動きに基づいて複数スライスの血流分布像を合成する際に被検体の動きを補正することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項8】 超音波を用いて被検体の複数スライスの血流分布像を求め、複数スライスの血流分布像を合成して血管壁を3次元表示する超音波診断装置において、スライス位置をずらしながら2スライスの血流分布像を同時に求め、時間的に古いスライスの画像の歪みを参照値として用いて時間的に新しいスライスの血流分布像の歪みの補正を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項9】 被検体の体表面に接触させた超音波プローブを用いて超音波を送受波し、被検体の複数スライスの血流分布像を求め、複数スライスの血流分布像を合成して血管壁を3次元表示する超音波診断装置において、超音波プローブの動きを検出すると、新しく送受波面に入った部分はこれまでの送受波面と接続して視野を広くし、送受波面から外れた部分は最後の情報を保持し、新旧両方の情報が得られる部分では画像の歪み補正を行なうことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項10】 超音波を用いて被検体の複数スライスの血流分布像を求め、複数スライスの血流分布像を合成して血管壁を3次元表示する超音波診断装置において、血流分布像内の心拍に同期しない低速の呼吸性変動成分と心拍に同期した高速の心拍性変動成分を検出する手段と、呼吸性変動成分については時間軸方向のローパスフィルタ処理により、心拍性変動については心時相毎の平均処理により動き補償を行なう手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項11】 超音波を用いて被検体の複数スライスの血流分布像を求め、複数スライスの血流分布像を合成して血管壁を3次元表示する超音波診断装置において、各スライスの血流分布像を記憶する際に、各スライス像のうち血管の存在する領域のみを記憶し、血管の存在しない領域は記憶しないことにより、記憶容量を節約することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は超音波診断装置及び超音波診断方法に関し、特に、超音波エコーのドプラ情報等から被検体内の血流情報を求め、これを3次元表示する医療用の超音波診断装置及び超音波診断方法に関する。

【0002】

【従来の技術】 超音波を被検体に対して3次元走査して、超音波エコーのドプラ情報から被検体の各スライスの血流分布像を求め、これから血管壁を抽出し、全スライスにおいて同一血管に属する血管壁どうしを接続して血管壁の3次元表示を行なう超音波診断装置が開発され

(3)

特開平7-178086

3

ている。

【0003】このような装置では、先ず所定のスライスを設定し、通常の2次元血流分布像を表示する場合と同様に、各ラスタ（走査線）毎に一定の時間だけ超音波パルスを送受波して、ドプラ効果に基づく反射超音波エコーの位相変化を検出し、その走査線上の各深さ位置での血流情報を得る。この走査線をスライス内で走査することにより2次元の血流分布像を得る。この血流分布像情報は光磁気ディスク装置等の画像記憶手段に記憶する。そして、スライス位置をわずかにずらしつつ同様に血流分布像を求め、複数スライスについての血流分布像を作成し、被検体の一定の厚み部分の血流分布情報を得る。なお、血流分布情報を得る手段としては上述したドプラ法以外にも、エコー波形の相関により移動速度を求める方法や、エコーの包絡線の変動を測定する方法や、血流内に生じた粒状エコーのトレースによる方法等もある。

【0004】次に、収集された複数スライスの血流分布像の各スライスにおいて血管が存在するか否かを判定する。そして、血管の存在が認識されたスライスでは、血管壁のみをエッジ抽出技術により抽出する。さらに、抽出した各スライスの血管壁が隣接スライスのどの血管壁とつながっているか（同一血管に属するか）を判断して、血管壁を面として3次的に表面表示する。これにより、血管走行を3次的に認識できる。

【0005】しかし、従来の装置では次のような欠点がある。

（1）2つの血管が重なっていたり、血流速度の検出感度が不足して途中のスライスで血管壁が抽出できなかった場合に、血管壁の位置や血管の本数、つながりを誤って判断することもあり、また判断も複雑で時間がかかった。

【0006】（2）3次元表示の際の血管の接続情報には不確かさが多く、自動的な処理だけでは血管壁がつながって表示されず、操作者との対話により接続情報を与える必要があり、操作者の負担も大きかった。さらに、ドプラ法により血流分布像を求める超音波診断装置では、一つの走査線に一定の時間パルスを送受波してドプラ効果による位相変化をとらえる必要があるため、走査時間がかかり、動脈等心拍に応じて血流速度が変化する場合、拡張期等の速度が低下する時相に走査を行った場所では血流が検出されずに血管が途切れてしまう問題があった。

【0007】（3）ドプラ効果に基づく反射超音波エコーの位相変化を検出するためには各ラスタ毎に一定の時間だけ超音波パルスを送受波する必要があるため、被検体の一定の厚み部分の3次元走査には非常に長時間が必要である欠点がある。

【0008】（4）スキャン時刻の異なるスライスまたは領域を合成して、1つの3次元画像として表示するので、被検体が呼吸や拍動により動いた場合、血管がぶれ

4

て太めに表示されたり、不連続に接続される場合があった。

【0009】（5）3次元データの収集時間の制約や記憶容量の制約のため、スライスの間やスライス内の走査線密度が粗くなり、自動認識の為の情報量が少なく、自動認識率の低下や、再構成された3次元画像の品位が低い等の問題があった。また、画像を記憶する場合、合成された血管壁の3次元画像を記憶するか、合成前の全スライスの2次元血流分布像を記憶することが考えられるが、合成画像を記憶すると異なる方向からみた3次元画像を再構築できず、全スライスの2次元血流分布像を記憶すると記憶容量が膨大となる問題もあった。

【0010】このように従来の超音波診断装置では、血管等の3次元表示を行う際に、複数の血管が走行していたり、複雑な走行をする血管の血管壁を認識して表面表示等を行う場合、あるいは異なるスライスの間を補間して血管壁の3次元表示を作成する場合に、血管走行の認識を誤り、自動的に血管壁認識を行う上で正しく認識されなかったり自動認識ができない等の問題があり、操作者の介在が必要であった。

【0011】

【発明が解決しようとする課題】本発明は上述した事情に対処すべくなされたもので、その目的は、2つの血管が重なっていたり、血流速度の検出感度が不足して途中のスライスで血管壁が抽出できなかった場合でも、血管壁の位置や血管の本数、つながりを短時間に正しく判断することができ、血管壁の3次元表示を行なうことができる超音波診断装置を提供することである。

【0012】本発明の他の目的は、操作者が対話的に接続情報を与えることなく血流分布像から自動的に血管壁を抽出し、血管壁を3次元表示できる超音波診断装置を提供することである。

【0013】本発明の別の目的は、動脈等の心拍に応じて血流速度が変化する場合において拡張期等の速度が低下する時相でも、血流を検出することができ、3次元表示の際に血管が途切れてしまうことがない超音波診断装置を提供することである。

【0014】本発明のさらに他の目的は、短時間のうちに被検体の3次元走査を行い、複数スライスの血流分布像から血管壁を抽出し、血管壁の3次元表示を行なうことができる超音波診断方法を提供することである。

【0015】本発明のさらに別の目的は、スキャン時刻の異なるスライスから抽出した血管壁を合成して1つの3次元画像として表示する際に、スキャン中に呼吸や拍動により被検体が動いても、血管がぶれて太めに表示されたり、不連続に接続されることがない超音波診断装置を提供することである。

【0016】本発明のさらに他の目的は、複数スライスの血流分布像から抽出した血管壁を合成して1つの3次元画像として表示するとともに、全スライスの血流分布

(4)

特開平7-178086

5

像を小容量の記憶媒体に効率よく記憶することができる超音波診断装置を提供することである。

【0017】

【課題を解決するための手段】本発明は上記の課題を解決し目的を達成する為に次のような手段を講じた。請求項1に記載の超音波診断装置は超音波を用いて被検体の複数スライスの血流分布像を求める手段と、前記複数スライスの血流分布像の各々から血管壁を抽出する手段と、抽出された血管壁を合成して血管壁の3次元表示を行なう手段とを具備し、前記抽出手段は乱流のない太い血管については流速分布の広がり程度に応じて血管壁を抽出し、乱流のない細い血管及び乱流のある血管については血流分布像の縁を血管壁として抽出することを特徴とする。

【0018】請求項2に記載の超音波診断装置においては抽出手段は中心部は速度分布の狭い速い流れであり、周辺部は速度分布の広い遅い流れであることに基づいて血管壁を判定することを特徴とする。

【0019】請求項3に記載の超音波診断装置は超音波を用いて被検体の複数スライスの血流分布像を求める手段と、前記複数スライスの血流分布像の各々から血管壁を抽出する手段と、抽出された血管壁を合成して血管壁の3次元表示を行なう合成手段とを具備し、前記合成手段は血管径、血流速、血流量、血流方向、血管内の速度変化パターン、血管内の速度分布の少なくとも一つに応じて前記血管壁が同一の血管に属するか否かを判定することを特徴とする。

【0020】請求項4に記載の超音波診断装置は超音波を用いて被検体の複数スライスの血流分布像を求める手段と、前記複数スライスの血流分布像の各々から血管壁を抽出する手段と、抽出された血管壁を合成して3次元表示を行なう合成手段とを具備し、前記合成手段は血管径、血流速、血流量、血流方向、血管内の速度変化パターン、血管内の速度分布の少なくとも一つに応じて血管が分岐、または交差しているか否かを判定することを特徴とする。

【0021】請求項5に記載の超音波診断装置は超音波を用いて被検体の複数スライスの血流分布像を求め、複数スライスの血流分布像を合成して血管壁を3次元表示する超音波診断装置において、全時相の速度情報が得られるように心拍に同期したスローモーションスキャンを行ない動脈の血流分布像を求めることを特徴とする。

【0022】請求項6に記載の超音波診断方法は超音波を用いて被検体の複数スライスの血流分布像を求め、複数スライスの血流分布像を合成して血管壁を3次元表示する超音波診断方法において、先ず、スライス間隔、走査線密度を血管の概要が把握できる程度に粗く設定して被検体を走査し血流像を得て、次に、スライス間隔、走査線密度を細かく設定して血管付近のみを走査することを特徴とする。

6

【0023】請求項7に記載の超音波診断装置は超音波を用いて被検体の複数スライスの血流分布像を求め、複数スライスの血流分布像を合成して血管壁を3次元表示する超音波診断装置において、反射波の3次元相関による3次元移動ベクトルに基づいて被検体の動きを検出して、検出された被検体の動きに基づいて複数スライスの血流分布像を合成する際に被検体の動きを補正することを特徴とする。

【0024】請求項8に記載の超音波診断装置は超音波を用いて被検体の複数スライスの血流分布像を求め、複数スライスの血流分布像を合成して血管壁を3次元表示する超音波診断装置において、スライス位置をずらしながら2スライスの血流分布像を同時に求め、時間的に古いスライスの画像の歪みを参照値として用いて時間的に新しいスライスの血流分布像の歪みの補正を行うことを特徴とする。

【0025】請求項9に記載の超音波診断装置は被検体の体表面に接触させた超音波プローブを用いて超音波を送受波し、被検体の複数スライスの血流分布像を求め、複数スライスの血流分布像を合成して血管壁を3次元表示する超音波診断装置において、超音波プローブの動きを検出すると、新しく送受波面に入った部分はこれまでの送受波面と接続して視野を広くし、送受波面から外れた部分は最後の情報を保持し、新旧両方の情報が得られる部分では画像の歪み補正を行なうことを特徴とする。

【0026】請求項10に記載の超音波診断装置は超音波を用いて被検体の複数スライスの血流分布像を求め、複数スライスの血流分布像を合成して血管壁を3次元表示する超音波診断装置において、血流分布像内の心拍に同期しない低速の呼吸性変動成分と心拍に同期した高速の心拍性変動成分を検出する手段と、呼吸性変動成分については時間軸方向のローパスフィルタ処理により、心拍性変動については心時相毎の平均処理により動き補償を行なう手段とを具備することを特徴とする。

【0027】請求項11に記載の超音波診断装置は超音波を用いて被検体の複数スライスの血流分布像を求め、複数スライスの血流分布像を合成して血管壁を3次元表示する超音波診断装置において、各スライスの血流分布像を記憶する際に、各スライス像のうち血管の存在する領域のみを記憶し、血管の存在しない領域は記憶しないことにより、記憶容量を節約することを特徴とする。

【0028】

【作用】このような手段を講じたことにより、次のような作用を呈する。請求項1～請求項4に記載の超音波診断装置によれば、2つの血管が重なっていたり、血流速度の検出感度が不足して途中のスライスで血管壁が抽出できなかった場合でも、血管壁の位置や血管の本数、つながりを短時間に正しく判断することができ、血管壁の3次元表示を行なうことができる。また、操作者が対話的に接続情報を与えることなく血流分布像から自動的に

(5)

特開平7-178086

7

8

血管壁を抽出し、血管壁を3次元表示できる。

【0029】請求項5に記載の超音波診断装置によれば、動脈等の心拍に応じて血流速度が変化する場合において拡張期等の速度が低下する時相でも、血流を検出することができ、3次元表示の際に血管が途切れてしまうことがない。

【0030】請求項6に記載の超音波診断方法によれば、短時間のうちに被検体の3次元走査を行い、複数スライスの血流分布像から血管壁を抽出し、血管壁の3次元表示を行なうことができる。

【0031】請求項7～請求項10に記載の超音波診断装置によれば、スキャン時刻の異なるスライスから抽出した血管壁を合成して1つの3次元画像として表示する際に、スキャン中に呼吸や拍動により被検体が動いても、血管がぶれて太めに表示されたり、不連続に接続されることがない。

【0032】請求項11に記載の超音波診断装置によれば、複数スライスの血流分布像から抽出した血管壁を合成して1つの3次元画像として表示するとともに、全スライスの血流分布像を小容量の記憶媒体に効率よく記憶

【0033】

【実施例】以下、図面を参照して本発明による超音波診断装置の一実施例を説明する。図1は第1実施例の全体を示す概略ブロック図である。超音波プローブ10は一般的にはセクタ式電子走査型の超音波プローブであり、1次元に配列された多数の（リニアアレイ）超音波振動子からなる。各振動子に与える電圧のタイミングを変え

ることにより超音波ビームを電子的に扇状に走査することや、フォーカスさせることができる。なお、プローブ10はセクタ式電子走査型に限定されず、リニア式走査型でもよいし、機械走査型でもよい。さらに、後述するように、本実施例ではプローブを手動、または図示しないアクチュエータにより被検体の表面に沿って順次ずらして複数スライスを走査するので、この移動を省略するために、2次元に配列された多数の（マトリクスアレイ）超音波振動子からなる超音波プローブを用いてもよい。

【0034】超音波プローブ10は送受信回路12に接続される。送受信回路12は、図2に示すように、超音波振動子を振動させる周波数を決定する発振器30の出力が遅延回路32、パルス発生器34を介してプローブ10に供給される。パルス発生器34は一定の周期で駆動パルスをプローブ10に供給する。この周期の逆数が超音波ビームの繰り返し周波数（レート周波数）である。遅延回路32はそれぞれ異なる遅延時間の多数の遅延線からなり、それぞれの遅延線の出力が多数の振動子のそれぞれに供給される。この遅延時間を可変することにより、プローブ10から照射される超音波ビームの方向（ラスタ方向）を可変できる。遅延時間は後述するス

キャンコントローラ70により制御される。

【0035】プローブ10で受信された反射波信号はブリアンプ36、遅延回路32を介して加算器38に供給される。ここでも、各振動子の出力がそれぞれの遅延線を介して送信時と同一の遅延時間を介して加算器38に供給される。加算器38の出力が振幅検出器14に入力され、各ラスタ方向における超音波ビームの反射波の強度が検出される。振幅検出器14の出力が各ラスタの輝度情報、すなわちBモード画像（断層像）情報としてデジタルスキャンコンバータ（DSC）18に入力される。超音波プローブ10のラスタは扇状であり、表示部28のラスタは通常のテレビジョン方式と同様に横方向であるので、DSC18は入力した画像のラスタ方向（スキャン方向）を変えて出力するためのものである。

【0036】送受信回路12内の加算器38の出力、発振器30の出力がドブラシフト検出器16aに供給される。ドブラシフト検出器16aは直交検波方式によりドブラ偏移周波数を検出する回路であり、ミキサ40a、40b、90°移相器42、ローパスフィルタ（LPF）44a、44bからなる。加算器38の出力はミキサ40a、40bで発振器30の出力、90°移相器42の出力と掛け合わされる。そのため、ミキサ40a、40bからはドブラ偏移周波数と高周波成分（2倍の送信周波数+ドブラ偏移周波数）とが得られる。LPF44a、44bはミキサ40a、40bの出力から高周波成分を除去するものであり、その出力はそれぞれドブラ偏移周波数のコサイン、サイン成分となる。ドブラ偏移周波数がコサインとサインの2チャンネルあるのは、偏移周波数の極性も検出できるようにするためである。

【0037】ドブラシフト検出器16aの出力がカラードブラのためのMTI（Moving Target Indicator）演算部16bに供給される。MTI演算部16bの詳細なブロック図を図3に示す。LPF44a、44bの出力がそれぞれA/D変換器50a、50b、MTIフィルタ52a、52bを介して自己相関器54に入力される。自己相関器54の出力が平均速度演算回路56、分散演算回路（速度分布演算回路）58、パワー演算回路60に供給され、それらの演算回路56、58、60から出力される平均速度（または最高速度）、速度分布（または速度分布幅）、血流からの散乱パワー情報がDSC18に供給される。MTIフィルタ52a、52bは固定反射体（血管壁、心壁等）からの不要な反射波（クラッタ成分）を取り除くためのものであり、ハイパス特性のデジタルフィルタからなる。あるいは、MTIフィルタは、各反射信号から一定時間後の反射信号を減算してクラッタ成分を除去するためのデレイラインと減算器とでアナログ的に構成してもよい。平均速度演算回路56、分散演算回路58、パワー演算回路60の出力がDSC18に供給される。

【0038】DSC18から出力された2次元血流像情

(6)

特開平7-178086

9

報がメモリ20に供給されるとともに、血管壁抽出回路24に供給される。メモリ20には動き補償回路22も接続されている。血管壁抽出回路24は各スライスの2次元血流分布像から血管部分を検出し、その縁を抽出する。血管壁抽出回路24にはスキャンコントローラ70が接続される。スキャンコントローラ70は抽出された血管壁の領域に応じて送受信回路12を制御して、走査範囲、走査密度を制御する。各スライスの血管壁情報は血管壁接続回路26に供給され、同一血管に属する血管壁どうしが接続され、血管壁の3次元画像が作成され、表示部28で表示される。血管壁接続回路26には光磁気ディスク装置等の画像記憶部29も接続される。スキャンコントローラ70には心拍同期をとるために心電計72も接続される。

【0039】次に、本実施例の動作を説明する。まず、超音波プローブ10の走査面を被検体の所定のスライスに合わせて、スキャンコントローラ70は通常の2次元血流分布像を表示する場合と同様に、各ラスタ毎に一定の時間だけ超音波パルスを送受波させる。振幅検出器14により反射超音波エコーの振幅を検出し、血流情報検出器16によりドプラ効果に基づく反射超音波エコーの位相変化を検出し、その走査線上の各深さ位置での血流情報を得る。このラスタをスライス内で走査することによりDSC18内に2次元の血流分布像が得られる。そして、スライス位置をわずかにずらしつつ同様に血流分布像を求め、複数スライスについての血流分布像を作成し、被検体の一定の厚み部分の血流分布情報を得る。血管壁抽出回路24は各スライスの血流分布像から血管壁を抽出し、血管壁接続回路26は隣接するスライスの血管壁どうしを接続し、血管壁の3次元画像情報を得る。血管壁画像は表示部28で3次元画像として表示される。なお、心時相は血管壁表示の際の表示タイミングの情報として使用される。

【0040】血流分布を求めるためには高密度でスキャンを行なう必要があるが、全領域の3次元走査を同じ精度で行なう必要はなく、血管の有る部分だけ密に行なえばよい。これにより、高分解能が要求される場合でも、2次元血流分布像の記憶容量や、血管壁の3次元画像作成時間を増大させることなく、所望の精度の画像を得ることができる。そのため、まず図4に示すように、全体を粗い走査線密度（スライス間隔を大きくするとともに、超音波ビーム幅を太くして）で概略的に走査する。図4では説明の便宜上スライスに直交する面も破線で示している。

【0041】この粗走査により少ない情報量の血流分布像を高速に収集できる。血管壁抽出回路24はこの情報からスライス内で血管の存在する場所と存在しない場所とを区別する。

【0042】この区別が終了すると、スキャンコントローラ70はスキャンボリュームを小さくし、図5に示す

10

ように血管の存在する領域のみ、または血管の縁を密な走査線密度（スライス間隔を狭くするとともに、超音波ビーム幅を細くして）で走査する。図5は図4を上から見た同一深さの平面図である。これにより、高分解能の血流分布像を高速で収集でき、スキャン時間の短縮ができる。また、スキャン時間が短縮できるので、スキャンの始めと終わりの時相差が小さくなり、動脈等の流速の変化がある場合でも、全部の時相について血流分布を検出でき、不感部分がなくなり、血管壁の3次元表示が不連続になることが防止される。

【0043】なお、開口合成法を応用してデータを収集すれば、さらに収集時間を短縮できる。このように収集時間が短いので、スキャンのやり直しが容易であり、図6に示すように血管壁接続回路24で血管の接続状況（分岐、あるいは交差）が判定不能な部分66について、判定確度を向上するために、再度その場所を走査することもできる。この2度目の走査の走査密度は1度目に比べて細かくすることが好ましい。

【0044】動きの激しい被検体を診断する場合、スキャンコントローラ70は次のような制御により動き補償を行なう。血管が図7に示すように走行していると、図8に示すように隣接する2スライス面のデータを同時に収集し（T0、T1、T2、T3…はデータ収集タイミングを示す）、かつデータ収集毎にスライス位置を1スライスだけずらし、各スライス#1、#2、#3…のデータを計2回収集する。こうすると、時間差に基づく被検体の動きを補償するための情報量を増加させることができる。すなわち、新旧の2スライスを同時に収集して、時間的に前に収集された旧スライスの画像を参照値として時間的に後に収集された新スライスに動き補正を行ってから血管壁を接続する。これにより、被検体が呼吸や拍動により動いた場合でも、血管が太めに表示されたり、血管の一部が不連続に接続されることが防止される。

【0045】DSC18は被検体組織のエコー振幅情報と血流速度情報とからなる2次元血流分布像を多断面・多時相の画像メモリ20に記憶させる。このメモリ上ではまだ血流分布情報は3次元的には接続されてはならず、超音波ビーム走査によって得られた何本かの線上の点での血流情報の集合の状態になっている。DSC18はこの走査線間の血流情報を補間により求める。メモリ20は3次元走査一回分のデータだけではなく、数心拍期間に相当する長時間のデータを記憶する容量を有する。

【0046】メモリ20に接続されている動き補償回路22は走査の時間差（スライス間の走査時間差）により被検体の動きの影響が異なることによるメモリ20内の画像の歪みを補正する機能、及びメモリ20内の多数の画像を同一時相の画像に並び変える機能を有する。これらの機能により、画像の空間的、あるいは時間的な歪みを取り除くことができる。このため、メモリ20内での

(7)

特開平7-178086

11

データ・アドレスの構造は空間的・時間的な順序のアドレスマップではなく、図9のようにそれぞれのデータの空間的位置（座標）・時間（時相）がデータのラベルとして与えられていて時間的並べ替えや空間的な歪み補正はこのラベルを変更することにより実現される。

【0047】また、このようにデータにラベルが付いていることにより、メモリ容量を少なくすることができ、被検体全体の粗い走査と、血管付近のみの密な走査との2回の走査でデータを収集しても多量のデータを効率よく記憶することができる。

【0048】次に、動き補償回路22の画像の歪み補正動作について説明する。画像の歪みには空間的な歪みと時間的な歪みとがあるが、まず、空間的な画像歪み補正機能について説明する。被検体の動きの検出手段としては比較的速い動きの検出に適している組織エコー情報の3次元的位置の変化をとらえる3次元変位検出用相関器と、非常に速い動きに適している図8のように比較的短い時間差で収集されたデータの変化をとらえる2次元相関器がある。これらにより、被検体の個々の場所での動きを求める。なお、画像歪みの主な原因は呼吸や拍動であるので、動き検出の空間分解能は余り良くなくても良い。

【0049】動きが検出されたら、この動きはスライス位置を変更するための単なるプローブの移動であるかどうかを判定する。これは、動き検出部と動きの方向に基づいて判定できる。すなわち、体表接触面付近で体表面に沿った動きがある場合はプローブの移動であると判定できる。

【0050】プローブの動きであると判定された場合は、図10に示すように新たに視野に入った部分NEW（時刻T2で収集）は得られたデータそのものを用い、視野からはずれた部分OLD（時刻T1で収集）は前のデータを一定時間、または操作者が消去を行うまで保持（フリーズ）し、移動前にも後にも視野にある部分では呼吸による局所的な移動の補正を行なった後、移動前データと移動後データについて加算等を行い合成（コンパウンド処理）する。

【0051】プローブの動きであると判定されなかった部分は、図9に示すように拍動による位置の補正をして仮想的に同時刻での位置を再現する。また、図11、図12にそれぞれ示すように手ぶれによる補正、拍動による補正を行なう。

【0052】次に、時間的な歪みの補正として、図13に示すように心時相を適当に分割（例えば、T1～T6に6分割）し、各時相毎に血流情報を平均等の変動除去手段を用いて処理し、呼吸変動等を取り除く。そして、同一時相毎にスライスを並び換える。なお、特に動脈系の走査の際には、心電図等の患者の拍動タイミングに対

12

して少しずつ走査の開始時期がずれるようにして、同一部位での走査時相が常に拡張期等の速度が遅く検出しにくい時とならぬようにすることが好ましい。

【0053】このようにして空間的・時間的な歪みを取り除かれた血流情報に基づいて血管壁抽出回路24は血管壁を抽出し、隣接スライス間で空間的に近い、または速度、方向、速度分布等の類似性からどこまでが太い血管の一部であるかを推定して、血管の3次元形状を認識する。

10 【0054】従来の超音波3次元血管表示装置では、血管壁を面として表示するために血管の境界を超音波血流イメージング装置の表示の中から血管表示の縁として抽出していた。しかし、2つの血管が重なり合ったり、感度が不足して抜けがある場合、血管の縁の位置や本数、つながりを誤って判断することがあった。また、判断が複雑であるので判断時間がかっていた。

20 【0055】これに対して本実施例の血管壁抽出回路24は、乱流のない太い血管のイメージングの時には、図14のように中心の流れは速度分布（BW）の狭い速い流れで、周辺の流れは速度分布の広い遅い流れである特徴を利用して、周辺の流れを検出し、これにより血管壁を抽出する。

【0056】乱流のない細い血管のイメージングの時には、図15に示すように、分解能セル（ピクセル）が1つしかないので速度分布からは中心と周辺の区別はつかないので、ピクセルの縁を血管壁として検出する。

【0057】乱流のある血管のイメージングの時には、従来のように血流イメージング表示の縁を抽出する。これにより、血管走行を透視像として表示する際に、太い血管の中央付近の表示色を明るい色にして、立体感を持たせ、太い血管を認識し易くすることができる。

【0058】また、従来の超音波3次元血管表示装置では、血管がつながって表示されず、3次元表示の際の血管の接続情報に不確かさが多く、操作者との対話により接続情報を与えてる必要があった。従来は、血管壁の接続について、基本的には接しているか否かのみで判定していたが、本実施例の血管壁接続回路26はこれに加えて、(1) 同じ血管では血管径（断面積：S）、流速V、方向、血管内速度分布BW、流速の時間的変化パターン（PI：パルスディビティ・インデックス等で判定する）がほぼ同じであり、(2) 分岐部では元の血管の流量Qと分岐後の2つの血管の流量の和が等しく、(3) 分岐部以外の場所の太い血管では中心流の特徴と周辺流の特徴が同心円的に血管断面内で分布することも利用して分岐の有無を判定する。例えば、先に示した図6の場合、次の2つの判定が含まれる。

【0059】

【数1】

(8)

特開平7-178086

$$[1] \quad Q_A = Q_B + Q_C \quad (S_A \neq S_B, S_A \neq S_C), \quad \text{かつ} \quad P I_A \neq P I_B \neq P I_C \text{ならば,}$$

分岐部パターンが血管Aと血管Bおよび血管Cの間にある(非同心円速度分布)、すなわち血管Aは血管Bと血管Cとに分岐する。

* 【0060】
【数2】

$$[2] \quad S_D = S_E, V_D = V_E \quad (Q_D = Q_E), \quad P I_D = P I_E, \quad \text{かつ} \quad B W_D = B W_E \text{ならば}$$

【0061】血管Dと血管Eは接続されていて、大きな血管の分岐は無い(細かい血管の分岐はあるかも知れない)。また、図16に示すように、最近接位置ではなく、中心流の位置に注目して、接続の方向を決定する。

【0062】なお、動脈系の血流イメージングのためには心拍同期のスローモーションスキャンを行い、拡張期の速度低下時の血流検出不可の期間を避けることが好ましい。

【0063】これらの技術の採用により、誤って異なる血管を接続して3次元表示をする確率を減少させることができ、操作者は接続情報の入力をしなくとも血管がつながって表示され血管走行を容易に把握できる。また、もし装置の自動認識に誤りがあり、操作者が再度接続の確認をする必要があることもある。この場合、次ぎに近い候補を接続対象として表示し、操作者に判断を求め、未だ誤っている場合は、その対象部位のみを再スキャンさせ接続表示を行なう。なお、この途中で操作者が対話により接続対象を指定してもよい。拡張期の動脈等の速度が低く認識できない場合は、血管壁接続回路26が前後の時相の情報から補間を行い、心時相毎の3次元表示画像が心拍周期等が再現されるようなタイミングで表示される。

【0064】メモリ20は多断面・多時相のデータをデジタルデータとして記憶できるようにデジタルデータ用インターフェースを介してDSC18に接続されていてもよい。

【0065】

【発明の効果】本発明による超音波診断装置によれば、次のような効果が得られる。隣接したスライス間や断層像内で同一血管であるかどうかの判定や、分岐部と交差部の弁別を、血管中心の近さだけでなく、それらの血管径・流速・方向の近さ、血管内速度変化パターンの類似性、血管内速度分布の近さ等も総合的に用いて認識する。また、血管壁抽出についても、確実に期すために動脈系の検出は心拍同期のスローモーションスキャンを行い全時相の速度情報が全ての場所で得られるようにし、拡張期の速度低下時の血流検出不可の期間の情報は血流情報がなくても血管が無いと判定せず、乱流のない太い血管では、中心の流れは速度分布の狭い速い流れで、周辺は速度分布の広い遅い流れとなる特徴を使って血管壁と判定し、乱流のない細い血管や乱流のある血管では、

10 ピクセルの縁を血管壁とする。これにより、誤って、異なる血管を接続して3次元表示をする確率を減少させ、操作者が接続情報の入力をしなくとも正しく血管がつながって表示される。

【0066】組織エコーの3次元相関による3次元移動ベクトルを計算し、これを積分してゆく。新旧のスライスを同時に収集し、旧スライスの画像歪みを参照値として新スライスに歪みの補正を行い合成する。体表面も移動している場合は、プローブの移動と判断して歪み補正ではなく新しくスキャンエリアに入った部分とこれまでのスキャンエリアを接続して合成し広い視野を見ているように表示する。移動によりスキャンエリアからはずれたところは最後の情報を保持し、新旧両方の情報が得られるエリアでは画像の歪み補正とコンパウンド処理による画質向上を行う。画像歪みの検出補正に関しては、心拍の時相による差を考慮して、呼吸性変動(心拍に同期しないゆっくりしたもの)は各所で時間方向のLPF処理を行い、心拍性変動心拍に同期したもの)は各所での心時相毎の平均処理を行う。これらの被検体の動きを検出する手段を設け、3次元画像合成の際に、位置の補正を行うことにより、被検体の動きがあっても、3次元画像として合成する際に、位置情報を補正して、画像のぶれ、不連続さを低減し、検査時の呼吸止め等の患者負担を軽減するとともに高品位の3次元像を提供することができる。このことは、血管走行状態を透視像として3次元表示する際に、太い血管の中央付近の表示色を明るい色にして立体感を持たせ、太い血管を認識し易くするために重要である。

【0067】また、各スライスの血流分布像を記憶する際に血管のあるところのみを記憶して、血管の無いところは記憶しないことにより、記憶容量を節約することができる。

【0068】さらに、血管の概要が把握できる程度に粗くスライス間隔や走査線密度を設定した状態で血流分布像を得た後、血管付近だけを細かくスキャンすることにより走査時間を短縮することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の一実施例を示すブロック図。

【図2】図1の送受信回路、ドブラシフト検出器の詳細なブロック図。

(9)

特開平 7-178086

15

16

【図 3】図 1 の M T I 演算部の詳細なブロック図。

【図 4】粗スキャンを説明するための図。

【図 5】密スキャンを説明するための図。

【図 6】血管の接続状況を説明するための図。

【図 7】血管の走行状態の一例を示す図。

【図 8】図 7 に示した血管における動き補償を示す図。

【図 9】メモリ内の血流情報の格納方法と歪み補正方法を示す図。

【図 10】プローブの移動の場合の歪み補正と画像合成を示す図。

【図 11】手ぶれによる画像歪みの補正方法を示す図。

【図 12】拍動による画像歪みの補正方法を示す図。

【図 13】空間的・時間的歪みの補正方法を示す図。

【図 14】乱流のない太い血管の場合の血管壁抽出原理を示す図。

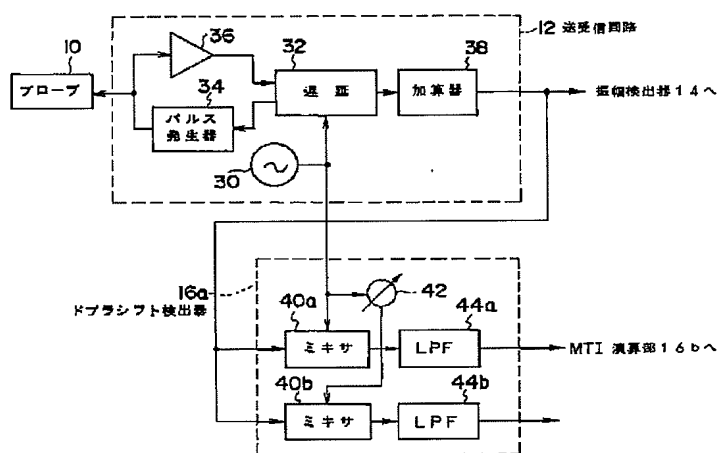
【図 15】乱流のない細い血管の場合の血管壁抽出原理を示す図。

【図 16】中心流の位置に注目した接続方向の決定方法を示す図。

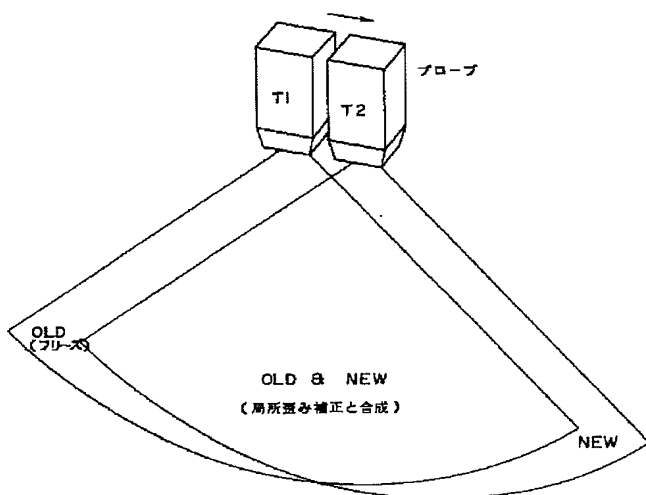
【符号の説明】

10…超音波プローブ、12…送受信回路、14…振幅検出器、16…血流情報検出器、18…DSC、20…メモリ、22…動き補償回路、24…血管壁抽出回路、26…血管壁接続回路、28…表示部、29…記憶部、70…スキャンコントローラ、72…心電計。

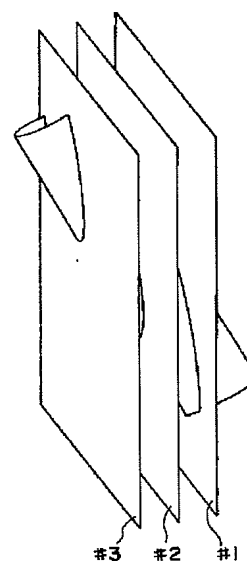
【図 2】



【図 10】



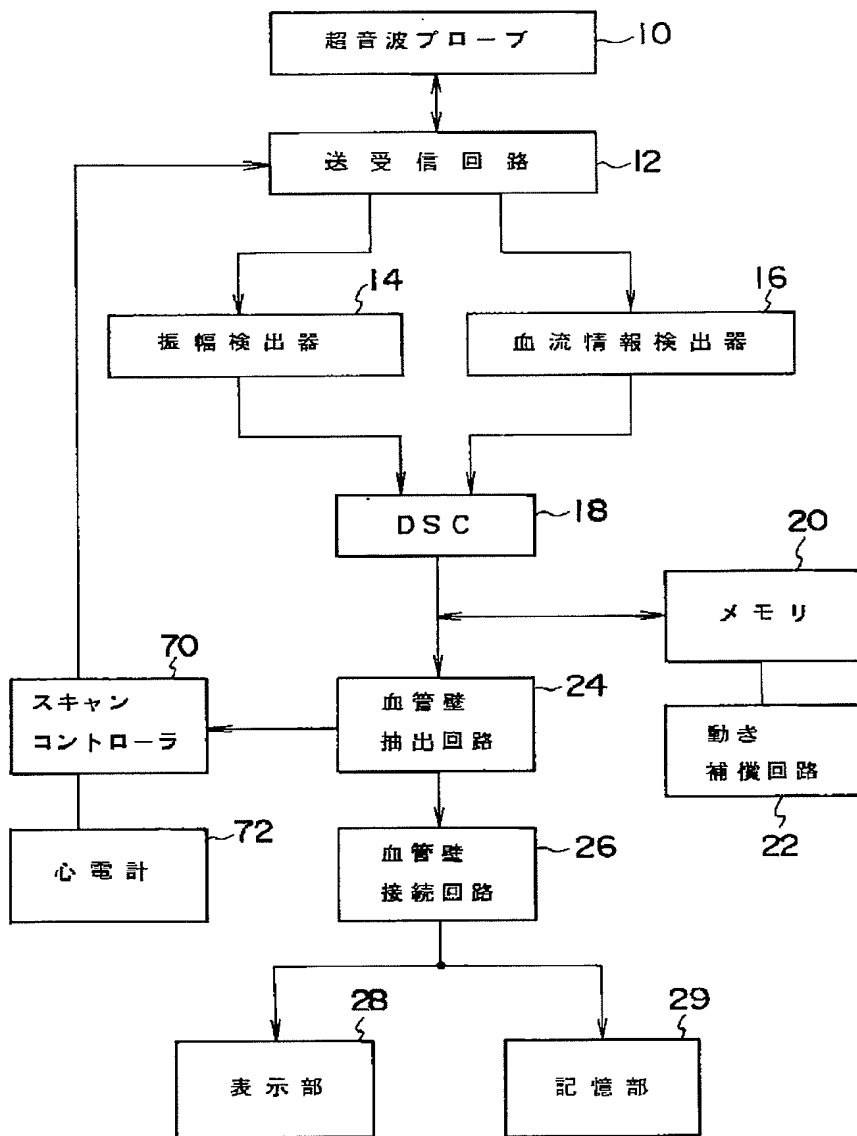
【図 7】



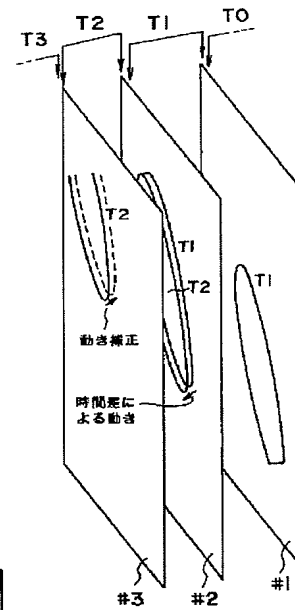
(10)

特開平7-178086

【図1】



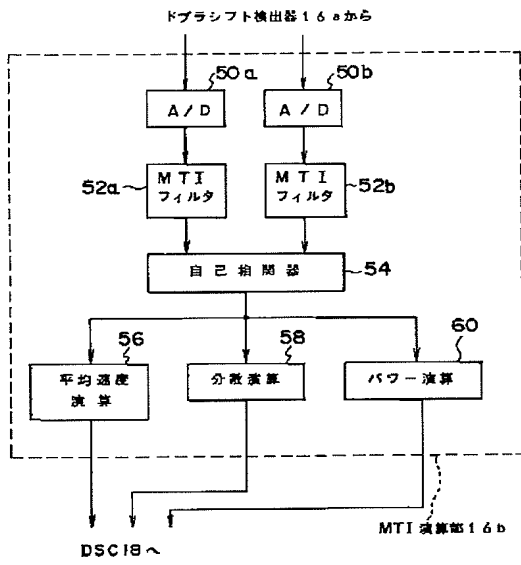
【図8】



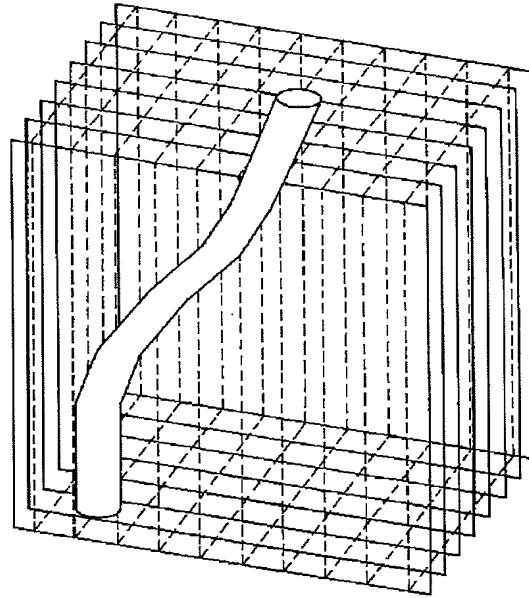
(11)

特開平7-178086

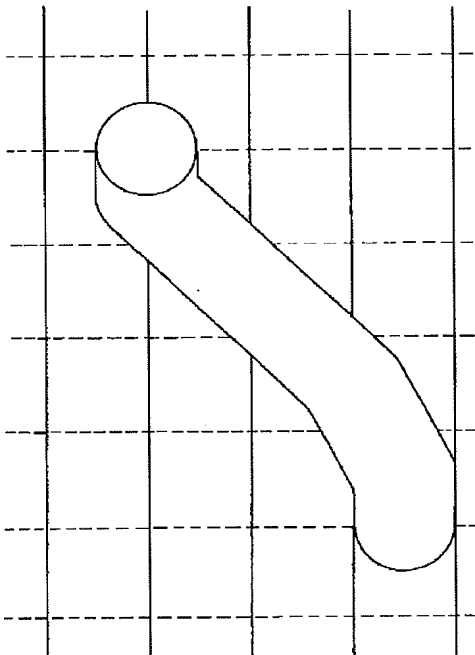
【図3】



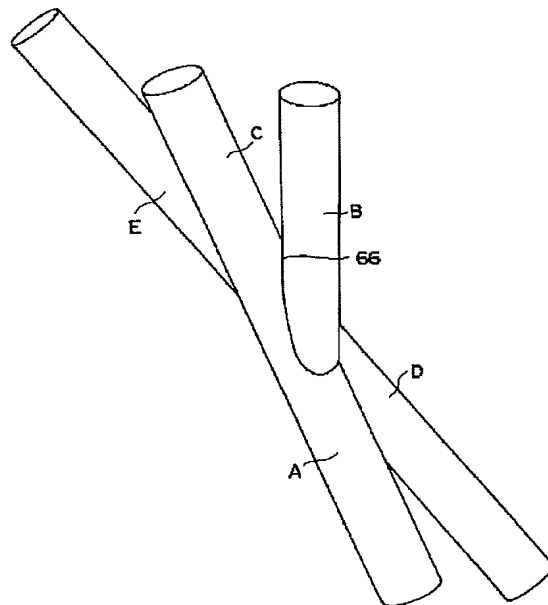
【図4】



【図5】



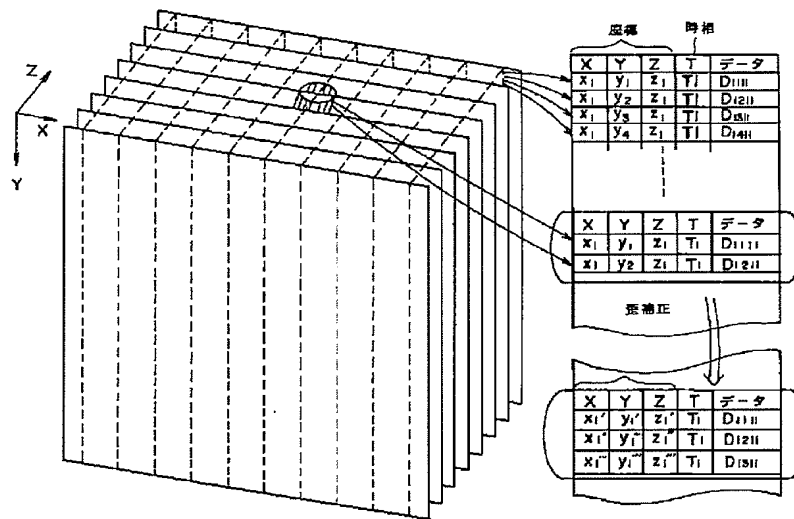
【図6】



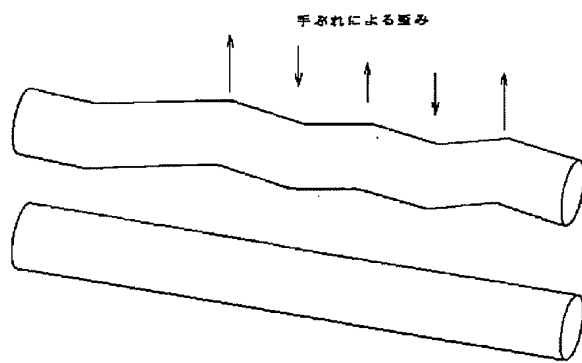
(12)

特開平7-178086

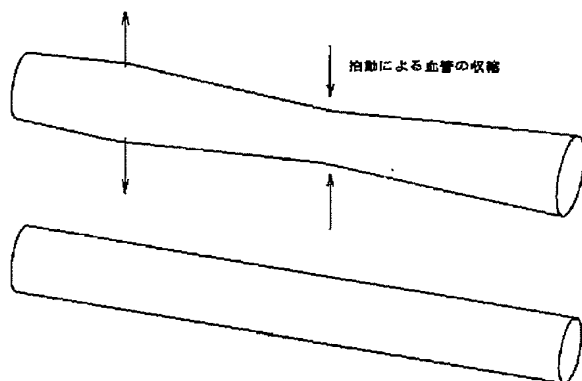
【図9】



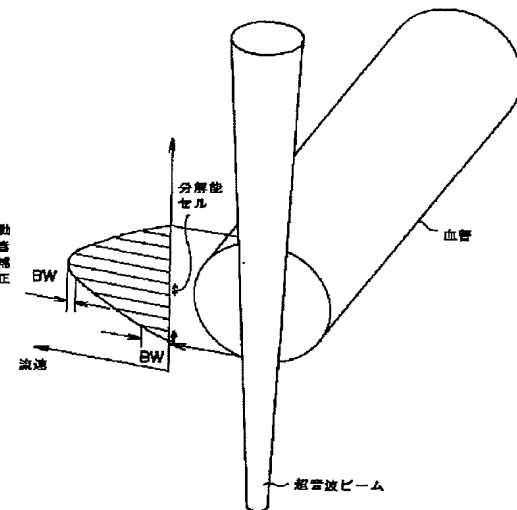
【図11】



【図12】



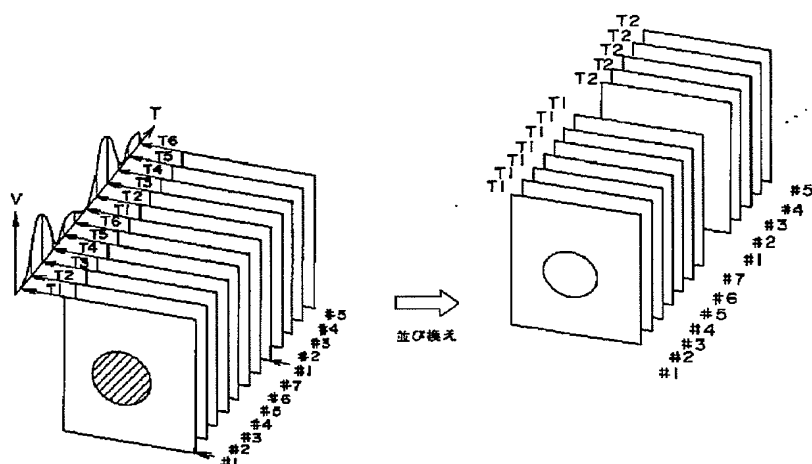
【図14】



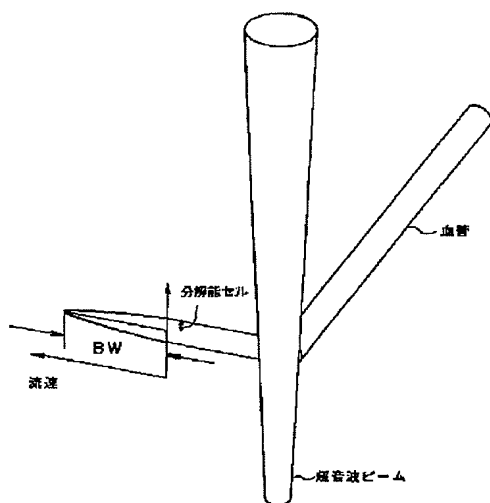
(13)

特開平7-178086

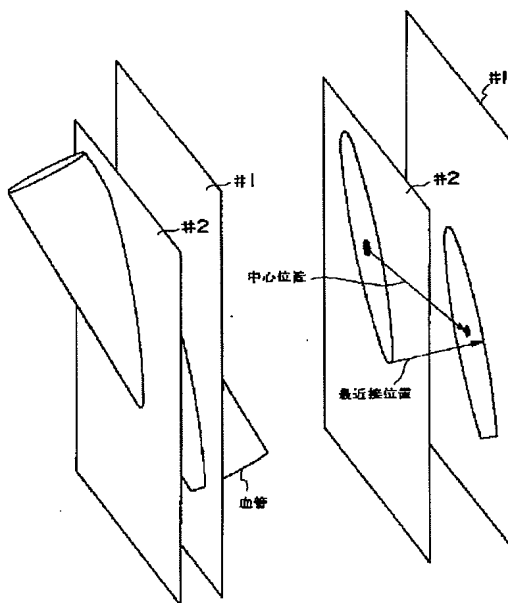
【図13】



【図15】



【図16】



フロントページの続き

(72)発明者 平間 信
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内

(72)発明者 阿部 康彦
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内